



TITLE:

# 局所変位観測に基づく弾性率分布 のモデルベース推定

AUTHOR(S):

森田, 充樹; 中尾, 恵; 松田, 哲也

---

CITATION:

森田, 充樹 ...[et al]. 局所変位観測に基づく弾性率分布のモデルベース推定. 電子情報通信学会技術研究報告 2018, 118(286): 1-6: MI2018-38.

ISSUE DATE:

2018-11

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/241734>

RIGHT:

© 2018 by IEICE 技術研究報告に掲載された論文の著作権は電子情報通信学会に帰属します.

# 局所変位観測に基づく弾性率分布のモデルベース推定

森田 充樹<sup>†</sup> 中尾 恵<sup>†</sup> 松田 哲也<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 京都大学情報学研究科 〒606-8501 京都府京都市左京区吉田本町

E-mail: [†{mmorita,megumi,tetsu}@sys.i.kyoto-u.ac.jp](mailto:†{mmorita,megumi,tetsu}@sys.i.kyoto-u.ac.jp)

あらまし 生体組織の病理学的特徴は組織の硬さと相関関係を持つため、弾性率の計測手法やモデルベースな推定手法が数多く提案されている。しかし、これらの手法は観測可能な領域にしか適用できず、推定領域を拡大することは依然として課題である。例えば生体の弾性率を計測するエラストグラフィ技術において、生体深部の計測が困難となる場合がある。本論文では、弾性体の局所的な変形情報に基づき、弾性体全体の弾性率分布を推定する手法を提案する。シミュレーション実験に基づき、提案手法の有効性を確認したので報告する。

キーワード 弾性率推定, 有限要素法, スパース信号再構成

## Model-based elasticity estimation based on local displacement observation

Mitsuki MORITA<sup>†</sup>, Megumi NAKAO<sup>†</sup>, and Tetsuya MATSUDA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of informatics, Kyoto University Honmachi Yoshida, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8501 Japan

E-mail: [†{mmorita,megumi,tetsu}@sys.i.kyoto-u.ac.jp](mailto:†{mmorita,megumi,tetsu}@sys.i.kyoto-u.ac.jp)

**Abstract** As the pathological characteristics of living tissue generally correlate with tissue stiffness, model-based estimation methods have been developed to determine the spatial distribution of elastic moduli. However, these methods can only be applied to the observable area, and expanding the estimation area remains problematic. This paper introduces a method to estimate the spatial distribution of elastic moduli over the entire elastic body from locally observed deformation patterns. Based on simulation experiments, we confirm that spatial variations in elasticity are effectively estimated and the area of elasticity reconstruction is extended.

**Key words** Elastic modulus estimation, Finite element modeling, Sparse signal reconstruction

### 1. はじめに

癌病変をはじめとする多くの病変は、線維化や浮腫、細胞性稠密性などによって、正常組織よりも硬くなることが経験的にも病理学的にも知られている [1]。また病変の種類や進行度合いによって、その硬さが異なり、硬さの情報が病変の検出や診断の指標となりうると考えられている。このような背景から、組織の硬さについての情報を定量的かつ客観的に評価する診断法が求められてきた。これまでに、非侵襲的に弾性率を測定する方法が数多く提案され、弾性率の情報は診断や治療だけでなく、医療手技の訓練などにも利用されている [2] [3]。

生体臓器や病変の弾性率を測定する方法として、エラストグラフィと呼ばれる画像診断法が実用化されている [4]。エラストグラフィは臨床的知見の蓄積に伴い、診断技術としての地位が確立されつつある診断方法であり、核磁気共鳴弾性計測法 (Magnetic Resonance Elastography, MRE) [5] や超音波エラストグラフィ [6] が知られ、非侵襲的かつ客観的に生体内の弾性情報を計測することができる。またこのような画像診断法

とは別に、数理的に弾性率を再構成するモデルベースの方法も数多く提案されている [7]。モデルベースの方法は、測定対象のモデル形状が既知である場合に、有限要素法 (finite element method, FEM) [8] において定式化される逆問題を解くことによって、組織弾性率の導出をおこなう方法である。しかし、弾性率分布の同定をおこなうことが可能である一方で、測定対象の全領域にわたる変形情報が取得できなければ、弾性率を導出することができない。つまり、推定対象の一部の情報が取得できないような場合においては、弾性率分布を推定することができない。

本研究では、臓器の弾性率分布の推定を目的として、推定対象内に観測不可能な領域がある場合に着目し、局所的な変形情報のみから弾性体全体の弾性率分布を推定する手法を提案する。提案手法では、計算機上で変形させた弾性体モデルの一部を局所的に観測し、得られた変位データを入力として、変位データが得られないような領域を含めた弾性率分布を推定する。局所的な観測データに基づく弾性率推定が達成されることで、エラストグラフィにおいて体表近傍の情報から体内深部の弾性率を

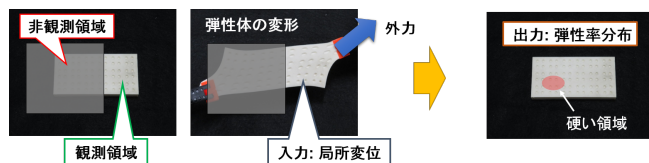


図1 局所変位観測に基づく弾性率分布の推定

推定することが可能となり、硬さの計測領域を拡張できるようになることが期待される。またバーチャルリアリティ (Virtual Reality, VR) 技術は医療分野にも応用されており、外科手術や治療の診断時の支援シミュレーションでは生体組織の弾性率データが要求される。臓器表面の変形状態に基づいて臓器内部の弾性率を取得することが可能になれば、追加のハードウェアやコストの負担無しに弾性率情報を手術中に得られるため、様々な分野の生物医学研究および術中支援システム [9] [10] に応用することが期待できる。

本論文における基本的な概念については、[11] にて報告している。本論文では、superelement に基づく弾性率推定手法を定式化し、提案手法が有効であることをシミュレーション実験により示す。superelement と推定精度の関係性、および弾性率の空間分解能が高いモデルに対する提案手法の適用の可否を調査する。

## 2. 局所変位観測に基づく弾性率分布推定

### 2.1 問題設定

本研究の概念図を図1に示す。提案手法では、弾性率推定をおこなう弾性体のモデル形状はCTやMRIによってイメージングされ自明であるとする。本研究の狙いは、推定対象の一部に観測不可能な領域が存在する場合に、局所的な変位の観測データに基づき、観測領域のみならず非観測領域の弾性率分布を推定することである。つまり、観測可能な領域の変位を入力とし、観測できない領域も含めた弾性体の弾性率分布を出力とする。本研究では、弾性率推定の対象として動脈硬化や腎腫瘍といった病変を想定し、計測対象の一部が塊状に硬くなっているような状況を考える。例えば心臓外科手術や血管外科手術では、開胸時における動脈硬化などの手術部位特定のために、手術中に触診によって血管の状態を把握することもある。臓器の変形状態からどの領域がどの程度硬くなっているかに関する情報を医師に提示するなど、手術支援システムへの応用が期待できる。

臓器表面の変位を計測する方法として、画像処理によって対応する特徴点を得るアプローチ [12] や、超音波計測に基づく臓器内部の変形を計測する研究 [13] などが報告されている。本研究では弾性体の局所変位を入力とするため、変形量の定量的な算出に関するこれらの研究は本研究の前提となる。カメラ画像による変形量の算出では弾性体表面の各点の移動が算出され、超音波を用いた変形量の計測では、弾性体の内部を含めた各点の移動を計測することが可能である。また本研究ではFEMを解くにあたり、臓器変形に寄与する外力についての情報も既知であるとする。弾性体に生じる外力を扱う従来研究には、臓器

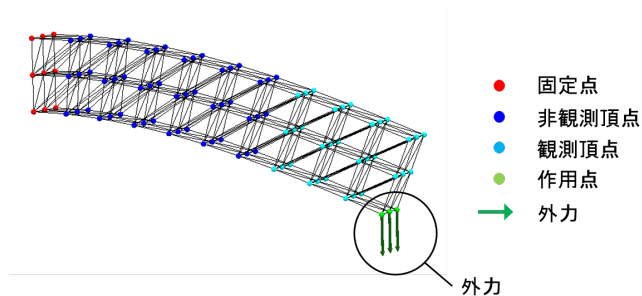


図2 問題設定のメッシュモデルによる表現

に及ぼされる外力を鉗子の力覚センサを介して計測・分析する研究 [14] や、臓器変形の局所的な観測に基づき、観測領域のみならず、非観測領域も含めた領域についてどのような外力が生じているかを推定する方法などが提案されている [9]。これらの研究に基づき、臓器に及ぼされる外力の大きさと方向、作用点を既知情報と考える。

FEMによる弾性率再構成問題において、弾性率パラメータの増加に伴う計算時間や収束性の問題を解決するため、モデルを構成する要素数に依存しないアルゴリズムの開発が必要となる。そこで本研究では、superpixel の概念をメッシュモデルに应用することで問題の解決を図る。画像処理における superpixel の概念は、類似した画素情報をもつピクセルを superpixel という一つの領域とみなし、superpixel 単位での処理をおこなうことで、計算時間の短縮や処理の安定性を向上させるというものである。本研究では、ピクセルをメッシュモデルを構成する要素、画素情報を弾性率に置き換え、類似した弾性率を持つ要素群を統合した領域を superelement と呼ぶ。つまり弾性率パラメータを superelement 単位で表現する。superelement の数 < 要素数とすることで最適化対象のパラメータ数を減らすことができ、モデル形状が複雑であったとしても計算時間や収束性の問題を解決することができる。

### 2.2 問題設定の数学的表現

図2に示すような弾性体メッシュモデルを考える。提案手法では、局所的な観測頂点 (水色) の変位と外力 (矢印) を入力として、モデル全体の弾性率分布を推定することを目的とする。メッシュモデルの各頂点に加わる力を  $\mathbf{f}$ 、各頂点の変位を  $\mathbf{u}$ 、剛性マトリクスを  $\mathbf{K}$  として、線形有限要素解析において用いられる式

$$\mathbf{f} = \mathbf{K}\mathbf{u} \Leftrightarrow \mathbf{u} = \mathbf{K}^{-1}\mathbf{f} = \mathbf{L}\mathbf{f} \quad (1)$$

にしたがって既知条件と推定対象を整理すると次のように表せる。ここで、弾性体メッシュモデルの頂点のうち、観測頂点を  $o$ 、非観測頂点を  $i$  として分類する。

既知条件

- 観測頂点の変位ベクトル  $\mathbf{u}_o$
- 各頂点に及ぼされる外力ベクトル  $\mathbf{f}$
- 弾性体メッシュモデルの境界条件

弾性体モデルの固定領域は自明とする。例えば臓器を固定する大きな脈管の位置は自明であり、手術器具で臓器を把持して固定することも可能である。またモデルのポアソン比は0.4で

固定とする。

推定対象

- 弾性体メッシュモデルのヤング率ベクトル  $\mathbf{E}$

図 2 において、観測頂点 (水色) で構成される領域のみならず、非観測頂点 (青色) で構成される領域も含めた全体のヤング率分布の推定をおこなう。

### 2.3 superelement に基づく弾性率推定

本研究では FEM モデルにおいて、最小要素単位でヤング率を最適化するのではなく、superelement 単位でヤング率を最適化する。本節では、本研究における superelement の定義と四面体要素に対する弾性率入力アルゴリズムについて説明する。

本研究における superelement は、所属する四面体要素に対してヤング率を伝達する媒体としての役割を持ち、ヤング率  $\mathbf{E}_i$  と中心座標  $\mathbf{C}_i$  の二つの属性情報を持つ。本研究では superelement のヤング率  $\mathbf{E}_i$  と中心座標  $\mathbf{C}_i$  について交互に最適化し、superelement から四面体要素にヤング率を入力することによってモデル全体のヤング率分布を求める。このとき、各四面体要素は最近傍にある superelement に所属するものとする。本研究における superelement の概念と提案手法のフローチャートについて図 3 に示す。

提案手法のフローチャート

- STEP0 superelement の初期化

各 superelement の中心座標をモデル内に等間隔に配置し、superelement の初期状態とする。このとき superelement の属性情報  $\mathbf{E}_i$  と  $\mathbf{C}_i$  は、初期状態において所属する各四面体要素の平均値とする。

- STEP1 ヤング率  $\mathbf{E}_i$  の最適化

式 (2) に基づく最適化問題を解くことで、superelement 単位でのヤング率  $\mathbf{E}_i$  の最適化をおこなう。ただし評価関数 (2) については、[11] にて先行発表しているため、そちらを参照していただきたい。

$$\mathbf{E}_i^* = \arg \min_{\mathbf{E}_i} \|U_o - U'_o\|_F + \lambda \|\mathbf{E}'_k - \mathbf{E}'_0\|_1 \quad (2)$$

ただし、 $\mathbf{E}_0$  を健全組織のヤング率とし、各変形状態における局所観測変位ベクトルを  $\mathbf{u}_{io} (i = 1, 2, \dots)$  とし、局所観測変位マトリクス  $\mathbf{U}_o$  を

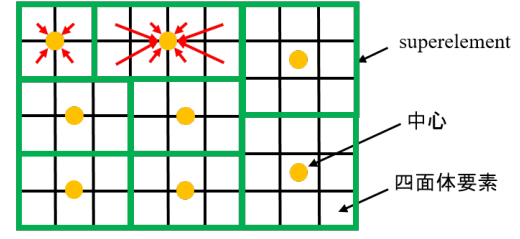
$$\mathbf{U}_o = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_{1o} & \mathbf{u}_{2o} & \mathbf{u}_{3o} & \dots \end{bmatrix} \quad (3)$$

と定義する。各 superelement のヤング率  $\mathbf{E}_i$  の更新に伴い、所属する各四面体要素に対してヤング率を入力する。四面体要素に入力されたヤング率を基に、FEM によるモデルの変形解析をおこない、式 (2) の評価値を算出する。

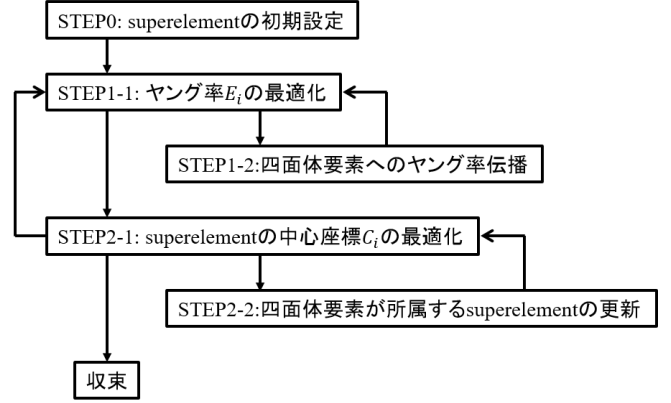
- STEP2 superelement の中心座標  $\mathbf{C}_i$  の最適化

STEP1 において最適化されたヤング率  $\mathbf{E}_i$  に基づいて、中心座標  $\mathbf{C}_i$  の最適化をおこなう。 $\mathbf{C}_i$  の最適化については、中心座標の初期位置から離れるほどペナルティを与えるという制約を加えることで、実験結果の再現性を保証する。ある弾性率分布を構成する superelement の組み合わせは複数あると考えられ、ある実験条件に対して実験結果が一对一に対応しない可能性がある。また制約がない場合には superelement の中心座標が発

四面体要素は最近傍の superelement に分類される



(a)



(b)

図 3 (a)superelement の概念図 (b) 提案手法のフローチャート

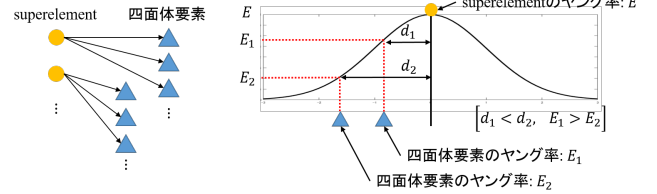


図 4 弾性率入力概念図

散してしまうような状況があるため、これを防ぐ目的もある。

各 superelement の中心座標をマトリクスで表現したものを  $\mathbf{C}$  と定義し、 $\mathbf{C}_0$  を中心座標の初期座標とすると、評価関数は以下のように書ける。

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}_1 & \mathbf{C}_2 & \mathbf{C}_3 & \dots \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$\mathbf{C}_i^* = \arg \min_{\mathbf{C}_i} \|U_o - U'_o\|_F + \omega \|\mathbf{C} - \mathbf{C}_0\|_F \quad (5)$$

superelement の中心座標  $\mathbf{C}_i$  の最適化に伴い、各四面体要素から最近傍にある superelement が変化する場合、四面体要素が所属する superelement を更新する。

- STEP3 交互最適化を収束するまで繰り返す

本研究では最適化問題を解くアルゴリズムとして、CMA-ES を採用した [16].

### 2.4 属性情報の入力方法

本節では、superelement から各四面体要素に対するヤング率  $\mathbf{E}_i$  の入力方法について説明する (図 4)。本研究では、superelement と各四面体要素の距離に応じたヤング率の入力をおこな



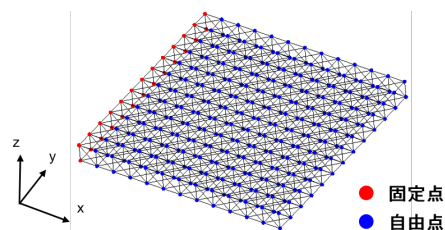


図 5 プレートモデルの概形

う．距離に応じたヤング率の入力により，superelemen の中心座標  $C_i$  の最適化における収束性を保証する．ヤング率の入力関数としてガウス関数を採用し，superelement と四面体要素の距離が離れるほど，各四面体要素が superelement から入力されるヤング率の値は小さくなる．

$$E(d) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{d^2}{2\sigma^2}\right) \quad (6)$$

$\sigma$  はガウス関数の形状を決めるパラメータであり，関数の幅の広さを示す．つまり， $\sigma$  は距離に応じてどれだけヤング率を減衰させるかを表す変数である．STEP1 においては，superelement のヤング率  $E_i$  と  $\sigma_i$  を最適化パラメータとする．

### 3. 評価実験

本章では，superelement に基づく弾性率推定手法について，シミュレーション実験により検証する．提案手法を Visual C/C++ を用いて実装し，汎用計算機 (OS : Windows 10 Pro, CPU : Intel Core i7-6700K, メモリ : 16GB) 上で実験をおこなった．

#### 3.1 実験条件

本研究では，図 5 に示すプレート状のモデルを使用した．以下，実験条件についてそれぞれ説明する．

##### ・ モデルの条件設定

プレートモデルは 338 点の頂点と 864 個の四面体要素で構成され，固定点 (赤) を 26 点設定する．また本研究では，推定対象内に観測できない領域が存在するような場合に着目するため，観測頂点数  $\ll$  全体の頂点数である場合を考える．今回の実験では図 7 に示すように，プレートモデル上面のみを観測し，観測頂点数を 81 点に設定した．ただし図 7 において，水色の頂点を観測頂点とする．

##### ・ 外力条件

本研究では作用点に及ぼされる外力として，手術用鉗子またはプローブのトランスデューサによる外力を想定し，外力の大きさと方向はすべての作用点において均一であるとする．作用点 (緑) を 3 点設定し，9.8N の外力が (a)  $+y$  軸，(b)  $-y$  軸，(c)  $+x$  軸方向に沿って加えられているものとした (図 6)．

##### ・ 弾性率条件

弾性率推定に用いるモデルの弾性率条件を図 7 に示す．白色領域のヤング率を 35.8 kPa，赤色領域のヤング率を 117.6 kPa に設定し，弾性率推定の初期値としてヤング率  $E_i$  のすべての要素を 35.8 kPa に設定した．

本モデルを superelement の概念を用いずに推定する場合，

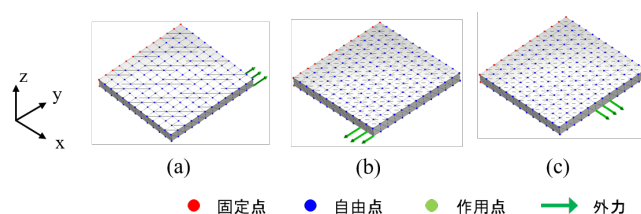


図 6 プレートモデルの外力条件

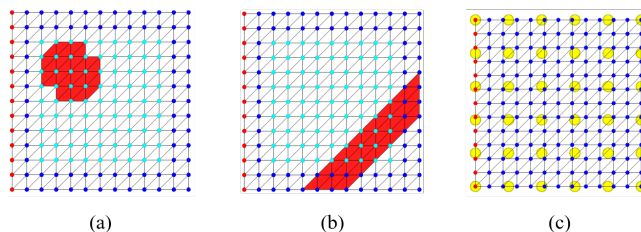


図 7 実験条件 (a) 設定 1 (b) 設定 2 (c) superelement の中心

864 次元のパラメータ最適化となり現実的な計算時間による推定は困難と考えられる．本実験では superelement を  $6 \times 6$  の 36 個とし，初期配置は図 7(c) のように設定した．またモデルの弾性率分布について，図 7(a) と (b) に示すような 2 種類のモデルを作成した．本実験の条件下では superelement の数  $36 \ll$  要素数 864 で，superelement の数が極めて少なくなっており，提案手法により，864 個の要素で構成されるモデルの弾性率再構成問題を 36 次元の最適化問題として推定をおこなう．

#### 3.2 superelement に基づく弾性率推定

図 7(a) と (b) に示した 2 つの弾性体モデルに対して弾性率推定を実施した結果を，それぞれ図 8 と図 9 に示す．図 8 の (a) について，推定結果の RMSE は 1.2 kPa であり，全体の約 24 % 程度の観測に基づいて高精度な推定を達成した．一方，図 9 の (a) について，硬い部分のおよその位置は特定できているが，弾性率推定の精度が図 8 の (a) の結果に比べると悪く，最大で 90.8 kPa の誤差を示す要素が生じている．これは各要素が正しく superelement へ分類されていないことによる影響が考えられる．本研究では各四面体要素に対し，最近傍にある superelement から距離に応じてヤング率が伝播される．このとき superelement の中心位置の最適化が局所解に陥ってしまうと，superelement の更新が正しく進行せず，各要素に伝播すべき superelement がヤング率を伝播できない状況に陥る．図 9 の (a) の結果においては，硬い領域であるにもかかわらず，硬い領域を代表する superelement からヤング率を受け取ることができず，誤って低いヤング率として推定された要素が認められる．したがって，より良い superelement の最適化手法を開発し，提案手法の拡張をおこなっていく必要がある．

これらの結果から，superelement の導入により，空間分解能の高い弾性率分布を持つモデルに対して，提案手法が適用可能であることが示唆された．しかし現状の手法では，superelement の更新や最適化問題における制約の加え方に問題が残っていると考えられ，正しく推定ができない状況が存在する．そのため得られた知見に基づいて，より良い制約の考案や最適化手法の

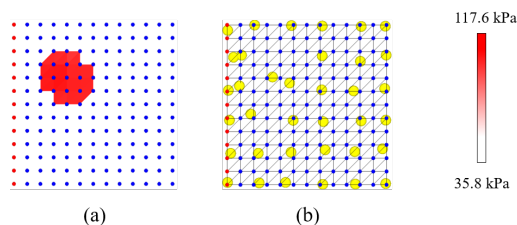


図 8 設定 1 の推定結果 (a) 弾性率分布 (b) superelement の中心

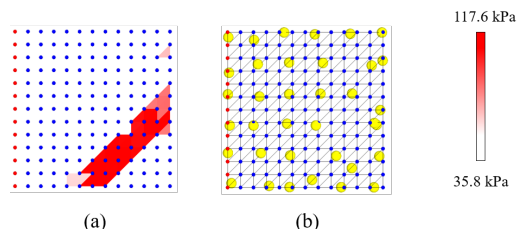


図 9 設定 2 の推定結果 (a) 弾性率分布 (b) superelement の中心

開発をおこない、さらなる提案手法の改善が必要である

### 3.3 superelement と推定精度の関係

本節では、superelement の初期条件と推定精度の関係性について調査する。問題設定を単純化するために、図 10 に示すプレートモデルを使用する。プレートモデルは 98 点の頂点と 216 個の四面体要素で構成され、固定点（赤）を 14 点設定する。また外力条件と弾性率条件は 3.2 節と同様とし、白色領域のヤング率を 35.8 kPa、赤色領域のヤング率を 117.6 kPa に設定した。superelement の初期条件として、図 11 に示すように 4 パターン設定し、superelement の初期状態によって推定精度にどのような影響を及ぼすかを調査する。

各条件下で、弾性率推定をおこなった場合の推定結果について図 12 に示す。各結果における RMSE は (a) 8.5 kPa, (b) 5.8 kPa, (c) 7.7 kPa, (d) 3.1 kPa であった。superelement の数が最も多い (d) の推定精度が最も良く、superelement の数が最も少ない (a) の推定精度が最も悪かった。また (b) と (c) の結果を比較すると、superelement の数が同じであっても、初期配置の状態によって推定誤差に差が生じることが確認された。これらの結果から、superelement の数や中心の初期配置の状態によって推定精度に影響があると考えられる。

superelement の数が多ければ多い程、表現可能な弾性率分布の形状のバリエーションが増えるため、superelement の数が多いほど推定精度が向上したと考えられる。また今回の実験条件では大きな差は認められなかったが、より複雑な弾性率分布を持つモデルに提案手法を適用した場合に、superelement の中心の初期配置の状態によって大きな差が生じる可能性がある。superelement の数や初期配置をどのように設定するかは推定精度に大きく影響を与える要因であると考えられ、superelement の初期条件の指標を作ることは今後の重要な課題である。

## 4. ま と め

本研究では superelement による弾性率推定の手法を定式化し、次元削減を可能にしつつ、最適化パラメータの次元と弾性

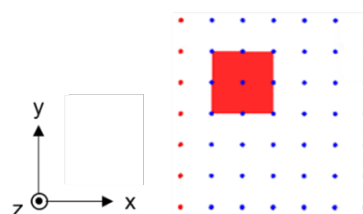


図 10 プレートモデルの弾性率条件

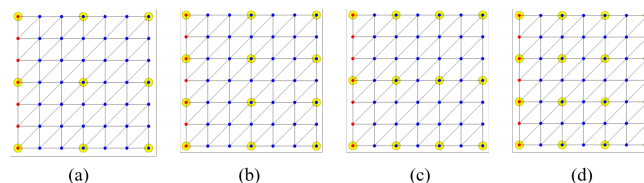


図 11 superelement の中心の初期配置 (a)  $3 \times 3$  (b)  $3 \times 4$  (c)  $4 \times 3$  (d)  $4 \times 4$

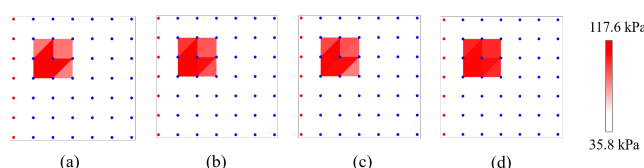


図 12 各 superelement 条件下における推定結果

率の空間分解能を分離した最適化の枠組みを構築した。提案手法により、864 個の要素で構成されるモデルの弾性率再構成問題を 36 次元の最適化問題として推定をおこなった。この結果、全体の約 24 % 程度の観測に基づき、RMSE が 1.2 kPa、最大誤差 7.0 kPa での推定を達成し、提案手法の有効性が確認された。しかし現状の手法では、superelement の更新手法や最適化問題における制約の加え方の検討が不十分であると考えられ、正しく推定ができない状況が存在する。本研究で得られた知見に基づいて、より良い制約の考案や更新手法の開発をおこない、さらなる提案手法の拡張をおこなっていく必要がある。

## 謝辞

本研究は日本学術振興会科学研究費補助金 基盤研究 B(課題番号: 15H03032) の助成による。

## 文 献

- [1] 荒木力, “エラストグラフィ徹底解説 生体の硬さを画像化する”, 秀潤社, 2011.
- [2] M. Nakao, K. Minato, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, and T. Takahashi, “Transferring Bioelasticity Knowledge through Haptic Interaction,” pp. 50-60, 2006.
- [3] M. Nakao, K. Minato, “Physics-Based Interactive Volume Manipulation for,” vol. 14, no. 3, pp. 809-816, 2010.
- [4] J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li, “Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues,” Ultrason. Imaging, vol. 13, no. 2, pp. 111-134, 1991.
- [5] Y. K. Mariappan, K. J. Glaser, Richard L Ehman, “Magnetic Resonance Elastography: a Review,” Clin. Anat., vol. 23, no. 5, pp. 497-511, 2010.
- [6] T. Shiina, “JSUM ultrasound elastography practice guidelines: Basics and terminology,” J. Med. Ultrason., vol. 40,

- no. 4, pp. 309-323, 2013.
- [7] M. M. Doyley, “Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, no. 3, pp. R35-R73, 2012.
  - [8] 三好俊郎, “有限要素法入門“, 培風館, 1994.
  - [9] R. Sakata, M. Nakao, T. Matsuda, “Estimation of External Forces on the Basis of Local Displacement Observations of an Elastic Body,” *Advanced Biomedical Engineering*, vol. 6, pp. 21-27, 2017.
  - [10] S. Suwelack, S. RÄühl, S. Bodenstedt, D. Reichard, S. Speidel, “Physics-based shape matching for intraoperative image guidance,” *Med. Phys.*, vol. 41, no. 111901, 2014.
  - [11] M. Morita, M. Nakao, T. Matsuda, “Model-based Estimation of Elastic Moduli by Local Displacement Observation of an Elastic Body,” *Advanced Biomedical Engineering*, vol. 7, pp. 39-46, 2018.
  - [12] 齋藤陽, 中尾恵, 浦西友樹, 松田哲也, “カメラ画像の大域的な輝度情報に基づく弾性体の変形推定”, *電子情報通信学会医用画像研究会 (MI)*, vol. 116, no. 339, pp. 13-18, 2017.
  - [13] V. D. Luca, G. Szekely, C. Tanner, “Estimation of Large-Scale Organ Motion in B-Mode Ultrasound Image Sequences: A Survey,” *Ultrasound in Med. and Biol.*, vol. 41, no. 12, pp. 3044-3062, 2015.
  - [14] 吉田健志, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 井村誠孝, 木下秀文, 松田公志, 大城理, “腹腔鏡手術用鉗子先端に加わる作用力の計測と剥離操作における技能分析”, *生体医工学シンポジウム*, vol.48, no. 1, pp. 25-32, 2010.
  - [15] R. Achanta, A. Shaji, K. Smith, et al., “SLIC Superpixels,” *Technical report*, vol. 3, 2010.
  - [16] N. Hansen, “The CMA Evolution Strategy: A Comparing Review,” *StudFuzz*, Vol. 192, pp. 75-102, 2006.